

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication :
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

2 810 769

(21) N° d'enregistrement national :

00 08123

(51) Int Cl⁷ : G 06 T 17/00, A 61 B 6/02

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 23.06.00.

(30) Priorité :

(43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 28.12.01 Bulletin 01/52.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : Se reporter à la fin du présent fascicule

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

(71) Demandeur(s) : BIOSPACE INSTRUMENTS Société anonyme — FR.

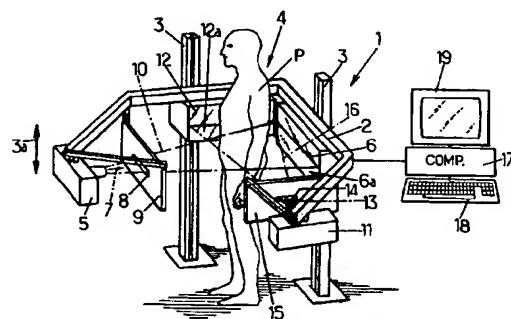
(72) Inventeur(s) : DORION IRENE, DESAUTÉ PASCAL, CHARPAK GEORGES, SKALLI WAFA, VÉRON STEPHANE, MITTON DAVID, DE GUISE JACQUES A et LANDRY CHAMPLAIN.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : CABINET PLASSERAUD.

(54) PROCÉDÉ ET DISPOSITIF D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE POUR LA RECONSTITUTION TRIDIMENSIONNELLE À FAIBLE DOSE D'IRRADIATION.

(57) Pour réaliser une image en reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation du squelette d'un patient (P), on prend simultanément deux images radiographiques perpendiculaires de cette partie du squelette, par balayage, on repère sur chaque image des repères de contrôle prédéterminés de chaque vertèbre, puis on reconstitue un modèle numérique de la vertèbre à partir des repères de contrôle et d'un modèle numérique générique prédéterminé de cette vertèbre.



FR 2 810 769 - A1



Procédé et dispositif d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation.

5 La présente invention est relative aux procédés et dispositifs d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation.

10 Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'au moins un objet prédéterminé à observer dans un champ d'observation, ce procédé comprenant les étapes suivantes :

15 (a) prendre au moins deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, respectivement selon deux directions de prise de vue non parallèles,

(b) repérer, sur chaque image radiographique, des repères de contrôle appartenant audit objet à observer,

20 (c) déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle dans un référentiel à trois dimensions,

(d) calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les images radiographiques, le modèle calculé étant obtenu par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle calculé suive une forme la plus proche possible d'une 30 isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits à l'étape (c).

Des procédés de reconstruction en trois dimensions du type susmentionné ont été divulgués notamment par Abdel-Aziz et al. ("Direct linear transformation from comparator

coordinates into object space coordinates in close range photogrammetry", Proc. ASP/UI Symp. Close Range Photogrammetry, Urbana, Illinois, USA, 1971) et Marzan ("Rational design for close range photogrammetry", PhD thesis, Department of Civil Engineering, University of Illinois, Urbana-Champaign, USA, 1976).

Dans ces procédés, tous les repères de contrôle sont des points de contrôle stéréo-correspondants et au cours de l'étape (b), on positionne ces repères dans l'espace au moyen d'un algorithme dit "transformation linéaire directe" (DLT), utilisé notamment par André et al. ("Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine", J. Biomech., 27, pp 1023-1035, 1994). Par ailleurs, dans ces procédés connus, l'étape (d) est une étape de krigeage consistant en une interpolation/extrapolation du modèle générique de l'objet à observer, qui donne des positions estimées d'un grand nombre de repères du modèle à trois dimensions de l'objet à observer en fonction des coordonnées mesurées des repères de contrôle stéréo-correspondants et en fonction de la géométrie du modèle générique. Cette étape de krigeage a été décrite notamment par Trochu ("A contouring program based on dual kriging interpolation", Eng. Comput. 9, pp 160-177, 1993).

Ces procédés connus présentent l'avantage de permettre la réalisation d'un modèle tridimensionnel du ou des objets à observer, tout en permettant de réduire l'émission de rayonnements ionisants vers le champ d'observation par rapport à une information tridimensionnelle basée sur la reconstruction de coupes scanner telles que pratiquées dans les instruments actuels. Le modèle tridimensionnel peut ensuite être affiché sous différents angles de vue, par exemple sur un écran d'ordinateur.

Mais ces procédés souffrent d'un manque de

précision et sont mal adaptés pour examiner convenablement un champ d'observation étendu tel que par exemple l'ensemble de la colonne vertébrale d'un patient.

Par ailleurs, MITTON et al. (Medical & Biological Engineering & Computing 2000, Vol. 38, p 133-139) ont décrit un procédé de reconstruction tridimensionnelle qui utilise des repères non stéréo-correspondants en plus des repères stéréo-correspondants, pour reconstruire une image à trois dimensions d'une vertèbre isolée, à partir de deux images radiographiques de cette vertèbre prises successivement sous deux angles différents.

Ce procédé n'est toutefois pas adapté pour une utilisation médicale, où il est nécessaire d'avoir une plus grande facilité de mise en œuvre, une meilleure précision notamment sur des champs d'observation étendus, et une plus grande rapidité de mise en œuvre.

La présente invention a notamment pour but de pallier ces inconvénients.

A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre en question est caractérisé en ce qu'au cours de l'étape (a), les deux images radiographiques sont prises simultanément, par balayage, en déplaçant en synchronisme, dans une même direction de translation non parallèle aux directions de prises de vues, au moins une source radioactive émettant deux faisceaux de rayons ionisants respectivement dans les deux directions de prise de vue.

Le champ d'observation mentionné ci-dessus peut comprendre notamment le rachis, le bassin, ou encore le genou d'un patient, ou plus généralement être constitué par tout ou partie du squelette du patient. Dans ces différents cas, les objets à observer peuvent être constitués notamment par les os du patient compris dans le champ d'observation ainsi que la durée des opérations de prise de vue.

Grâce aux dispositions susmentionnées, on obtient

une bonne précision de la reconstruction à trois dimensions, y compris pour des champs d'observation étendus, et ce en limitant la dose de rayonnements émise vers le champ d'observation.

5 Cette précision est obtenue grâce à la simultanéité des deux prises de vues, et grâce à la prise de vue par balayage qui améliore la précision dans la direction du balayage notamment pour les champs d'observation étendus.

10 Dans des modes de réalisation préférés du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

15 - au cours de l'étape (b), certains des repères de contrôle identifiés sont des repères de contrôle non stéréo-correspondants visibles et identifiés sur une seule image, et au cours de l'étape (c), la position géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo-correspondant dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant les repères correspondant aux repères de contrôle non stéréo-correspondants du modèle 20 générique chacun sur une droite joignant :

. d'une part, la source radioactive à l'origine de l'image radiographique dans laquelle une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable (la source radioactive étant positionnée sur 25 l'emplacement de sa trajectoire qui correspond à la prise d'image où est visible ledit repère de contrôle),

. et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,
les repères de contrôle non stéréo-correspondants étant 30 ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer ;

- au cours de l'étape (c), on minimise la valeur de la somme quadratique :

$$35 \quad S = \lambda \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2,$$

où λ est un coefficient constant, m est un nombre entier de ressorts fictifs reliant chaque repère du modèle générique à d'autres repères de ce modèle, k_i est une valeur de raideur pré-déterminée du ressort fictif d'indice 5 i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique initial, et x_i et la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique déformé (d'autres équations pour exprimer des déformations de lignes, surfaces ou volumes peuvent être envisagées) ;

10 - au cours de l'étape (b), certains des repères de contrôle identifiés sont des repères de contrôle stéréo-correspondants visibles et identifiés sur les deux images, et au cours de l'étape (c), la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants est directement 15 calculée à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux images ;

- au cours de l'étape (b), on repère sur chaque image radiographique des lignes de contour correspondant à des limites de l'objet observé et/ou à des lignes de plus 20 grande densité optique à l'intérieur desdites limites, ces lignes de contour comprenant des projections des repères de contrôle sur les images radiographiques ;

- au cours de l'étape (c), on détermine des repères du modèle générique correspondant aux repères de 25 contrôle, lesdits repères du modèle générique comprenant des portions dudit modèle générique qui se présentent tangentiellellement par rapport aux rayons issus des sources radioactives et ayant généré les images radiographiques ;

- l'étape (c) comporte les sous-étapes suivantes :

30 (c1) créer un modèle générique recalé en adaptant la taille du modèle générique et la position de ce modèle générique dans le référentiel, pour que les projections respectives du modèle générique recalé à partir des deux sources radioactives correspondent sensiblement aux deux 35 images radiographiques,

5 (c2) sélectionner des repères du modèle générique dont les projections sur au moins une des images radiographiques à partir de la source radioactive correspondante, sont les plus proches des lignes de contour repérées au cours de l'étape (b),

10 (c3) définir une surface enveloppe formée par des rayons issus de chaque source radioactive et ayant contribué à générer lesdites lignes de contour des images radiographiques,

15 (c4) déterminer certains repères du modèle générique recalé correspondant à des surfaces dudit modèle générique recalé, qui sont tangentes auxdites surfaces enveloppes, les repères du modèle générique recalé ainsi déterminés correspondant aux repères de contrôle,

15 (c5) et déterminer la position géométrique de chaque repère de contrôle par projection du repère correspondant du modèle générique recalé sur la surface enveloppe correspondante ;

20 - les deux directions de prise de vue sont perpendiculaires l'une à l'autre ;

- on fait émettre par chacune des sources radioactives un faisceau de rayonnements ionisants dans un plan perpendiculaire à la direction de translation ;

25 - les deux faisceaux de rayons ionisants sont émis respectivement par deux sources radioactives.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif d'imagerie radiographie pour la mise en œuvre d'un procédé tel que défini ci-dessus, ce dispositif comportant :

30 - des moyens d'émission de rayons ionisants comprenant au moins une source radioactive, ces moyens d'émission étant adaptés pour émettre respectivement deux faisceaux de rayonnements ionisants vers un champ d'observation contenant au moins un objet à observer, dans 35 deux directions de prise de vue non parallèles, lesdits

moyens d'émission étant déplaçables simultanément selon une direction de translation non parallèle aux directions de prise de vue,

- au moins deux dispositifs de détection disposés
5 respectivement face aux deux faisceaux de rayons ionisants, au-delà du champ d'observation, pour mesurer les rayonnements ionisants ayant traversé ledit champ d'observation, ces deux dispositifs de détection étant déplaçables en synchronisme avec les moyens d'émission dans
10 ladite direction de translation,

- des moyens pour prendre simultanément au moins deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, par balayage simultané du champ d'observation avec les sources radioactives et les
15 détecteurs dans la direction de translation,

- des moyens d'identification pour identifier, sur chaque image radiographique, des repères de contrôle prédéterminés appartenant audit objet à observer,

- des premiers moyens de reconstruction pour
20 déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle dans un référentiel à trois dimensions, à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les
25 images radiographiques,

- et des seconds moyens de reconstruction pour calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir du modèle générique, lesdits seconds moyens de reconstruction étant adaptés pour
30 déterminer le modèle calculé par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle calculé suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits
35 par les premiers moyens de reconstruction.

Dans des modes de réalisation préférés du dispositif selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- 5 - les moyens d'identification sont adaptés pour identifier au moins certains repères de contrôle visibles et identifiables sur une seule image radiographique dits repères de contrôle non stéréo-correspondants et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour estimer la position géométrique des repères de contrôle non stéréo-correspondants en déplaçant les repères du modèle générique correspondant aux repères de contrôle non stéréo-correspondants, chacun sur une droite joignant :
 - 10 . d'une part, la source radioactive à l'origine de l'image radiographique où une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,
 - 15 . et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,
- 20 les premiers moyens de reconstruction étant adaptés pour déplacer ainsi les repères de contrôle non stéréo-correspondants jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer ;
- 25 - les moyens d'identification sont adaptés pour identifier sur les deux images des repères de contrôle qui sont visibles et identifiables sur lesdites deux images, dits repères de contrôle stéréo-correspondants, et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour déterminer la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants par calcul à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux images ;
 - 30 - chaque détecteur comprend une ligne de cellules de détection perpendiculaire à la direction de translation,

les faisceaux de rayonnements ionisants étant perpendiculaires à ladite la direction de translation ;

- les moyens d'émission et les détecteurs sont déplaçables sur une distance de balayage d'au moins 70 cm ;

5 - les moyens d'émission comprennent deux sources radioactives à l'origine respectivement des deux faisceaux de rayons ionisants.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre 10 d'exemple non limitatif, en regard des dessins joints.

Sur les dessins :

- la figure 1 est une vue schématique d'un appareil de radiographie selon une forme de réalisation de 15 l'invention, permettant d'effectuer simultanément une prise de vue de face et une prise de vue de profil du patient,

- la figure 2 est une vue schématique en perspective d'une vertèbre d'un patient examiné au moyen de l'appareil de la figure 1,

20 - les figures 3 et 4 sont respectivement des vues de profil et de face de la vertèbre de la figure 2, schématisant une partie des vues de profil et de face obtenues au moyen de l'appareil de la figure 1,

25 - et la figure 5 est une vue en perspective représentant un modèle à trois dimensions de la colonne vertébrale et du bassin du patient examiné au moyen de l'appareil de la figure 1, ce modèle étant calculé à partir des vues de profil et de face prises au moyen de l'appareil de la figure 1.

30 Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 représente un dispositif radiographique 1 pour la reconstruction tridimensionnelle, comportant un bâti mobile 2 déplaçable verticalement de façon motorisée 35 sur des guides verticaux 3, dans une direction de

translation 3a.

Ce bâti entoure un champ d'observation 4 dans lequel peut prendre place un patient P debout. On peut ainsi observer la position des os du squelette de ce 5 patient en station debout, ce qui est essentiel notamment pour les patients atteints de scoliose.

Le bâti mobile 2 porte une première source radioactive 5 et un premier détecteur 6 qui est disposé face à la source 5 au-delà du champ 4, et qui comporte une 10 ligne horizontale 6a de cellules de détection. Le détecteur 6 peut par exemple être un détecteur gazeux sensible aux basses doses de rayonnements, par exemple tel que décrit dans le document FR-A-2 749 402 ou FR-A-2 754 068. Bien entendu, d'autres types de détecteurs, gazeux ou non, 15 pourraient éventuellement être utilisés dans le cadre de la présente invention.

La source radioactive 5 est adaptée pour émettre des rayons ionisants, notamment des rayons X, dans une direction de prise de vue 7 antéro-postérieure par rapport 20 au patient P, en traversant une fente horizontale 8 ménagée dans un réticule 9 tel qu'une plaque métallique, pour générer un faisceau horizontal 10 de rayonnements ionisants dans le champ d'observation 4.

Par ailleurs, le bâti mobile 2 porte également une 25 deuxième source radioactive 11 similaire à la source 5 et un deuxième détecteur 12 similaire au détecteur 6, qui est disposé face à la source 11 au-delà du champ 4, et qui comporte une ligne horizontale 12a de cellules de détection.

30 La source radioactive 11 est adaptée pour émettre des rayons ionisants, dans une direction de prise de vue latérale 13 par rapport au patient P, en traversant une fente horizontale 14 ménagée dans un réticule 15 tel qu'une plaque métallique, pour générer un faisceau horizontal 16 35 de rayonnements ionisants dans le champ d'observation 4.

On notera que les sources radioactives et les détecteurs pourraient le cas échéant être en nombre supérieur à 2, et que les directions de prises de vue de ces différentes sources radioactives pourraient le cas 5 échéant ne pas être perpendiculaires entre elles ni horizontales.

Les deux détecteurs 6, 12 sont reliés à un micro-ordinateur 17 ou autre système électronique de commande, équipé :

- 10 - d'une interface d'entrée comprenant au moins un clavier et généralement une souris (non représentée),
- et d'une interface de sortie comprenant au moins un écran 19 et généralement une imprimante (non représentée).

15 Le micro-ordinateur 17 peut également être relié aux moyens d'entraînement motorisés (non représentés) contenus dans les guides 3 et aux sources 5, 11, de façon à commander le déplacement vertical du bâti 2 et l'émission des rayonnements ionisants.

20 Le dispositif qui vient d'être décrit fonctionne comme suit.

Au moyen du micro-ordinateur 17, on fait d'abord prendre deux images radiographiques du patient P, en faisant balayer le champ d'observation 4 par les faisceaux 25 10, 16 de rayonnements ionisants sur la hauteur correspondant à la zone du patient à observer, par exemple le rachis et le bassin, voire l'ensemble du squelette (à cet effet, le bâti est de préférence déplaçable sur une hauteur d'au moins 70 cm, voire supérieure à 1 m).

30 Au cours de ce mouvement, on enregistre dans la mémoire du micro-ordinateur 17 deux images radiographiques numériques, par exemple respectivement antéro-postérieure et latérale de la partie examinée du patient, lesquelles images peuvent être visualisées sur l'écran 19 du micro-35 ordinateur.

Chacune de ces images comprend généralement plusieurs objets prédéterminés à examiner, par exemple des vertèbres 20 telles que celle représentée schématiquement sur la figure 2.

5 Pour chacun de ces objets à examiner, le micro-ordinateur 17 a en mémoire un modèle générique à trois dimensions qui correspond à une forme moyenne de l'objet en question, lequel modèle générique est élaboré à l'avance par des méthodes statistiques en analysant un grand nombre
10 d'objets similaires.

Lors de l'affichage des images radiographiques sur l'écran 19 du micro-ordinateur 17, le praticien peut par exemple indiquer au micro-ordinateur, notamment au moyen du clavier 18 ou de la souris, le type de chaque objet à
15 examiner visible sur lesdites images, de façon que le micro-ordinateur 17 détermine le modèle générique correspondant à cet objet.

Par ailleurs, les modèles génériques utilisés pourraient également être constitués par des modèles
20 préalablement réalisés par imagerie médicale sur le patient : dans ce cas, le procédé selon l'invention peut permettre par exemple de suivre l'évolution ultérieure du patient par des moyens plus simples, moins coûteux et émettant moins de radiations que les moyens d'imagerie
25 tridimensionnelle classiques.

Le modèle générique de chaque objet, par exemple de chaque vertèbre 20 d'un squelette humain, comprend :

- les coordonnées d'une pluralité de repères de contrôle, notamment des points correspondant à des repères
30 singuliers de cette vertèbre,
- et les coordonnées d'un grand nombre d'autres repères de l'objet en question, par exemple au nombre d'environ 200 ou plus.

Ces coordonnées peuvent être exprimées par exemple
35 dans un référentiel local X, Y, Z. Dans l'exemple

considéré, l'axe Z correspond à la direction "axiale" de la colonne vertébrale, l'axe X est déterminé de façon à définir avec l'axe Z le plan antéro-postérieur de la vertèbre 20, l'axe Y étant perpendiculaire aux axes X, Z
5 susmentionnés. De plus, l'origine O du référentiel X, Y, Z est disposée au milieu des deux faces d'extrémité axiales de la partie principale "tubulaire" de la vertèbre, l'origine O étant par ailleurs positionnée pour que l'axe Z traverse la face axiale supérieure de la partie principale
10 de la vertèbre en un repère C1 tel que la distance de ce repère C1 à l'extrémité avant C7 de ladite face axiale soit égale à environ 2/3 de la distance totale entre les extrémités avant C7 et arrière C8 de la section antéro-postérieure de ladite face axiale supérieure.

15 Les différents repères de contrôle C1-C25 susmentionnés se répartissent en deux catégories :

- des repères de contrôle "stéréo-correspondants" C1-C6, visibles et identifiables à la fois sur l'image radiographique latérale et sur l'image antéro-postérieure,
20 ces repères étant au nombre de 6 dans l'exemple considéré (voir figures 3 et 4),

- et des repères de contrôle "non stéréo-correspondants" C7-C25, visibles et identifiables sur une seule image, ces repères étant au nombre de 19 dans
25 l'exemple considéré.

Le praticien identifie ces différents repères de contrôle pour chaque objet à examiner (par exemple les vertèbres et le bassin) sur chaque image radiographique, par exemple en "marquant" ces repères à l'écran 19 par
30 sélection au moyen de la souris et/ou du clavier. De plus, les deux images sont calibrées, de façon à pouvoir mesurer précisément la position de chaque repère de ces images dans un référentiel commun.

Ensuite, on détermine une position géométrique de
35 chaque repère de contrôle de chaque objet, dans un

référentiel à trois dimensions, par exemple le référentiel X, Y, Z susmentionné ou un référentiel commun à l'ensemble des objets à examiner.

La position des repères de contrôle stéréo-correspondants C1-C6 est directement calculée à partir de la mesure de la position de ces points sur les deux images.

De plus, la position géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo-correspondant C7-C25 dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant chaque repère de contrôle stéréo-correspondant C1-C6 du modèle générique jusqu'à sa position mesurée, et en déplaçant les repères de contrôle non stéréo-correspondants C7-C25 du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

d'une part, la source radioactive 5, 6 à l'origine de l'image radiographique où une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,

et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,

les repères de contrôle non stéréo-correspondants étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer.

En particulier, on peut minimiser ladite déformation en minimisant (par exemple au moyen d'une méthode de gradient) la valeur de la somme quadratique :

$$S = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m k_i (x_i - x_{i0})^2,$$

$$\text{ou plus généralement } S = \lambda \sum_{i=1}^m k_i (x_i - x_{i0})^2,$$

où λ est un coefficient constant prédéterminé, m est un nombre entier non nul représentant un nombre de ressorts fictifs qui relient chaque repère de contrôle du modèle générique à d'autres repères de contrôle, k_i est un coefficient de raideur prédéterminé du ressort fictif

d'indice i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique non déformé, et x_i est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique déformé.

5 Enfin, on calcule la forme à trois dimensions d'un modèle représentant la vertèbre 20 du patient, le modèle calculé étant obtenu par déformation du modèle générique de façon à maintenir la coïncidence des points de contrôle du modèle générique déformé avec la position spatiale
10 précédemment déterminée des points de contrôle et de façon que ledit modèle calculé suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique, en travaillant cette fois sur l'ensemble des points de modèle générique.

15 En particulier, l'obtention du modèle à trois dimensions de chaque objet à examiner peut être obtenu par le procédé connu de krigage ("kriging").

Après le calcul du modèle à trois dimensions des différents objets à examiner, le micro-ordinateur 17 peut
20 assembler la totalité des modèles à trois dimensions des différents objets à examiner, en fonction de la position de ces différents modèles dans un référentiel absolu commun à tous ces objets, de façon à obtenir un modèle à trois dimensions comprenant par exemple l'ensemble du rachis 21 du patient et le bassin 22 de ce patient, comme représenté
25 sur la figure 5.

Une fois élaboré, ce modèle à trois dimensions peut être présenté sur l'écran 19 du micro-ordinateur, ou imprimé, sous l'angle de vision voulu. Ce modèle d'ensemble 30 peut également être mis en mouvement à l'écran en fonction des commandes du praticien.

Le praticien dispose ainsi d'un outil efficace d'examen pouvant servir à l'imagerie de toute partie notamment osseuse ou cartilagineuse du corps humain ou 35 animal, et utile notamment pour le diagnostic des scolioses

ou pour le suivi pré ou post-opératoire lors d'interventions chirurgicales.

Bien entendu, on peut également calculer certains indices cliniques prédéterminés liés soit à la géométrie de l'ensemble examiné, soit le cas échéant à la composition ou la densité des objets à examiner, estimées à partir des images radiographiques (cas de l'ostéoporose par exemple).

On notera que le dispositif radiographique 1 pourrait le cas échéant être adapté pour l'examen d'un patient couché, ce qui peut s'avérer indispensable dans le domaine de la traumatologie. Dans ce cas, le patient P serait couché sur une table support, les faisceaux de rayons ionisants 10, 16 seraient chacun dans un plan vertical, et les sources 5, 11 se déplaceraient horizontalement avec les détecteurs 6, 12.

Par ailleurs, il va de soi que dans tous les cas, le dispositif radiographique 1 peut être utilisé également en radiographie à deux dimensions, en plus de son utilisation en imagerie tridimensionnelle.

On notera que le dispositif selon l'invention pourrait le cas échéant être utilisé dans des applications de radiologie non médicale.

Par ailleurs, au lieu d'utiliser des repères de contrôle C1-C25 définis à l'avance sur chaque modèle générique, il serait possible de déterminer et de positionner dans l'espace les repères de contrôle à partir de lignes de contour de l'objet à observer visibles sur l'une ou l'autre des deux images radiographiques.

A cet effet, on pourrait en particulier procéder comme suit :

- on repère sur chaque image radiographique des lignes de contour correspondant à des limites de l'objet observé et/ou à des lignes de plus grande densité optique à l'intérieur desdites limites,

- on crée un modèle générique recalé en adaptant

la taille du modèle générique et la position de ce modèle générique dans le référentiel X, Y, Z pour que les projections respectives du modèle générique recalé à partir des deux sources radioactives 5, 11 correspondent 5 sensiblement aux deux images radiographiques,

- on sélectionne des repères du modèle générique dont les projections sur au moins une des images radiographiques à partir de la source radioactive correspondante, sont les plus proches des lignes de contour 10 repérées au cours de l'étape (b),

- on définit une surface enveloppe formée par des rayons issus de chaque source radioactives et ayant contribué à générer lesdites lignes de contour des images radiographiques,

15 - on détermine certains repères du modèle générique recalé correspondant à des surfaces dudit modèle générique recalé, qui sont tangentes auxdites surfaces enveloppes, les repères du modèle générique recalé ainsi déterminés correspondant aux repères de contrôle,

20 - on détermine la position géométrique de chaque repère de contrôle par projection dudit repère de contrôle sur la surface enveloppe correspondante,

- puis on procède par exemple comme décrit précédemment pour reconstituer un modèle à trois dimensions 25 de l'ensemble de l'objet à observer, notamment par krigeage.

On notera enfin qu'il serait possible de générer deux faisceaux ionisants non parallèles au moyen de deux réticules (par exemple deux fentes distinctes mémorisées 30 dans une même plaque métallique) à partir d'une source radioactive unique pour mettre en œuvre l'invention, en utilisant comme précédemment deux détecteurs disposés face aux deux faisceaux et déplaçables en synchronisme avec la source et les réticules.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose
5 d'irradiation, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'au moins un objet prédéterminé (20) à observer dans un champ d'observation (4), ce procédé comprenant les étapes suivantes :

(a) prendre au moins deux images radiographiques à
10 deux dimensions du champ d'observation, respectivement selon deux directions de prise de vue (7, 13) non parallèles,

(b) repérer, sur chaque image radiographique, des repères de contrôle (C1-C25) appartenant audit objet à
15 observer,

(c) déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle, dans un référentiel à trois dimensions,

(d) calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les images radiographiques, le modèle calculé étant obtenu par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle
20 calculé suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits à l'étape (c),

caractérisé en ce qu'au au cours de l'étape (a), les deux
30 images radiographiques sont prises simultanément, par balayage, en déplaçant en synchronisme, dans une même direction de translation (3a) non parallèle aux directions de prises de vues, au moins une source radioactive (5, 11) émettant deux faisceaux de rayons ionisants (10, 16)
35 respectivement dans les deux directions de prise de vue (7,

13).

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel :

- au cours de l'étape (b), certains des repères de contrôle identifiés, dits repères de contrôle non stéréo-correspondants ne sont visibles et identifiés que sur une seule image,

- et au cours de l'étape (c), la position géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo-correspondant (C7-C25) dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant les repères de contrôle non stéréo-correspondants du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

. d'une part, la source radioactive (5, 11) à l'origine de l'image radiographique dans laquelle une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,

. et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,

les repères de contrôle non stéréo-correspondants (C7-C25) étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer.

3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel au cours de l'étape (c), on minimise la valeur de la somme quadratique :

$$S = \lambda \sum_{i=1}^m k_i (x_i - x_{i0})^2,$$

où λ est un coefficient constant, m est un nombre entier de ressorts fictifs reliant chaque repère (C1-C25) du modèle générique à d'autres repères de ce modèle, k_i est une valeur de raideur pré-déterminée du ressort fictif d'indice i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique initial, et x_i est la longueur de ressort fictif d'indice i dans le modèle générique déformé.

4. Procédé selon l'une quelconque des

revendications précédentes, dans lequel :

- au cours de l'étape (b), au moins certains des repères de contrôle identifiables sont des repères de contrôle stéréo-correspondants (C1-C6) visibles et 5 identifiés sur les deux images,
- et au cours de l'étape (c), la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants (C1-C6) est directement calculée à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux 10 images.

5. Procédé selon la revendication 1, dans lequel au cours de l'étape (b), on repère sur chaque image radiographique des lignes de contour correspondant à des limites de l'objet observé et/ou à des lignes de plus 15 grande densité optique à l'intérieur desdites limites, ces lignes de contour comprenant des projections des repères de contrôle sur les images radiographiques.

6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel au cours de l'étape (c), on détermine des repères du modèle 20 générique correspondant aux repères de contrôle, lesdits repères du modèle générique comprenant des portions dudit modèle générique qui se présentent tangentiellement par rapport aux rayons issus des sources radioactives et ayant générée les images radiographiques.

25 7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel l'étape (c) comporte les sous-étapes suivantes :

(c1) créer un modèle générique recalé en adaptant la taille du modèle générique et la position de ce modèle générique dans le référentiel, pour que les projections 30 respectives du modèle générique recalé à partir des deux sources radioactives correspondent sensiblement aux deux images radiographiques,

(c2) sélectionner des repères du modèle générique dont les projections sur au moins une des images 35 radiographiques à partir de la source radioactive

correspondante, sont les plus proches des lignes de contour repérées au cours de l'étape (b),

5 (c3) définir une surface enveloppe formée par des rayons issus de chaque source radioactive (5, 11) et ayant contribué à générer lesdites lignes de contour des images radiographiques,

10 (c4) déterminer certains repères du modèle générique recalé correspondant à des surfaces dudit modèle générique recalé, qui sont tangentes auxdites surfaces enveloppes, les repères du modèle générique recalé ainsi déterminés correspondant aux repères de contrôle,

15 (c5) et déterminer la position géométrique de chaque repère de contrôle par projection du repère correspondant du modèle générique recalé, sur la surface enveloppe correspondante.

20 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les deux directions de prise de vue (7, 13) sont perpendiculaires l'une à l'autre.

25 9. Procédé selon la revendication 8, dans lequel on fait émettre par chacune des sources radioactives (5, 11) un faisceau de rayonnements ionisants (10, 16) dans un plan perpendiculaire à la direction de translation (3a).

10. Procédé selon l'une quelconque des 25 revendications précédentes, dans lequel les deux faisceaux de rayons ionisants (10, 16) sont émis respectivement par deux sources radioactives (5, 11).

30 11. Dispositif d'imagerie radiographie pour la mise en œuvre d'un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, ce dispositif comportant :

- des moyens d'émission de rayons ionisants comprenant au moins une source radioactive (5, 11), ces moyens d'émission étant adaptés pour émettre respectivement deux faisceaux de rayonnements ionisants (10, 16) vers un 35 champ d'observation (4) contenant au moins un objet (20) à

observer, dans deux directions de prise de vue (7, 13) non parallèles, lesdits moyens d'émission étant déplaçables selon une direction de translation (3a) non parallèle aux directions de prise de vue de façon que les deux faisceaux 5 (10, 16) balaiennent simultanément le champ d'observation,

- au moins deux dispositifs de détection (6, 12) disposés respectivement face aux deux faisceaux de rayons ionisants (10, 16), au-delà du champ d'observation (4), pour mesurer les rayonnements ionisants ayant traversé 10 ledit champ d'observation, ces deux dispositifs de détection étant déplaçables en synchronisme avec les moyens d'émission dans ladite direction de translation,
- des moyens (17) pour prendre simultanément au moins deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, par balayage simultané du champ d'observation avec les moyens d'émission (5, 11) et les détecteurs (6, 12) dans la direction de translation (3a),
- des moyens d'identification (17) pour identifier, sur chaque image radiographique, des repères de 15 contrôle prédéterminés (C1-C25) appartenant audit objet à observer,
- des premiers moyens de reconstruction (17) pour déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle dans un référentiel à trois dimensions (X, Y, Z), 20 à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les images radiographiques,
- et des seconds moyens de reconstruction (17) 25 pour calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir du modèle générique, lesdits seconds moyens de reconstruction étant adaptés pour déterminer le modèle calculé par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle calculé suive une forme 30 la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique

tout en maintenant en coïncidence les repères (C1-C25) du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits par les premiers moyens de reconstruction.

12. Dispositif selon la revendication 11, dans
5 lequel les moyens d'identification sont adaptés pour identifier des repères de contrôle (C7-C25) visibles et identifiables sur une seule image radiographique, dits repères de contrôle non stéréo-correspondants, et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour estimer
10 la position géométrique des repères de contrôle non stéréo-correspondants en déplaçant les repères non stéréo-correspondants (C7-C25) du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

. . d'une part, la source radioactive (5, 6) à
15 l'origine de l'image radiographique où une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,

. . et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,
20 les premiers moyens de reconstruction étant adaptés pour déplacer ainsi les repères de contrôle non stéréo-correspondants jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer.

25 13. Dispositif selon la revendication 11 ou la revendication 12, dans lequel les moyens de repérage sont adaptés pour repérer sur les deux images certains des repères de contrôle (C1-C6) qui sont visibles et identifiables sur lesdites deux images, dits "repères de
30 contrôle stéréo-correspondants", et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour déterminer la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants par calcul à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux images.

35 14. Dispositif selon l'une quelconque des

revendications 11 à 13, dans lequel chaque détecteur (6, 12) comprend une ligne (6a, 12a) de cellules de détection perpendiculaire à la direction de translation (3a), les faisceaux de rayonnements ionisants (10, 16) étant 5 perpendiculaires à ladite direction de translation.

15. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 11 à 14, dans lequel les moyens d'émission (5, 11) et les détecteurs (6, 12) sont déplaçables sur une distance de balayage d'au moins 70 cm.

10 16. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 11 à 15, dans lequel les moyens d'émission comprennent deux sources radioactives (5, 11) à l'origine respectivement des deux faisceaux de rayons ionisants (10, 11).

FIG.1.

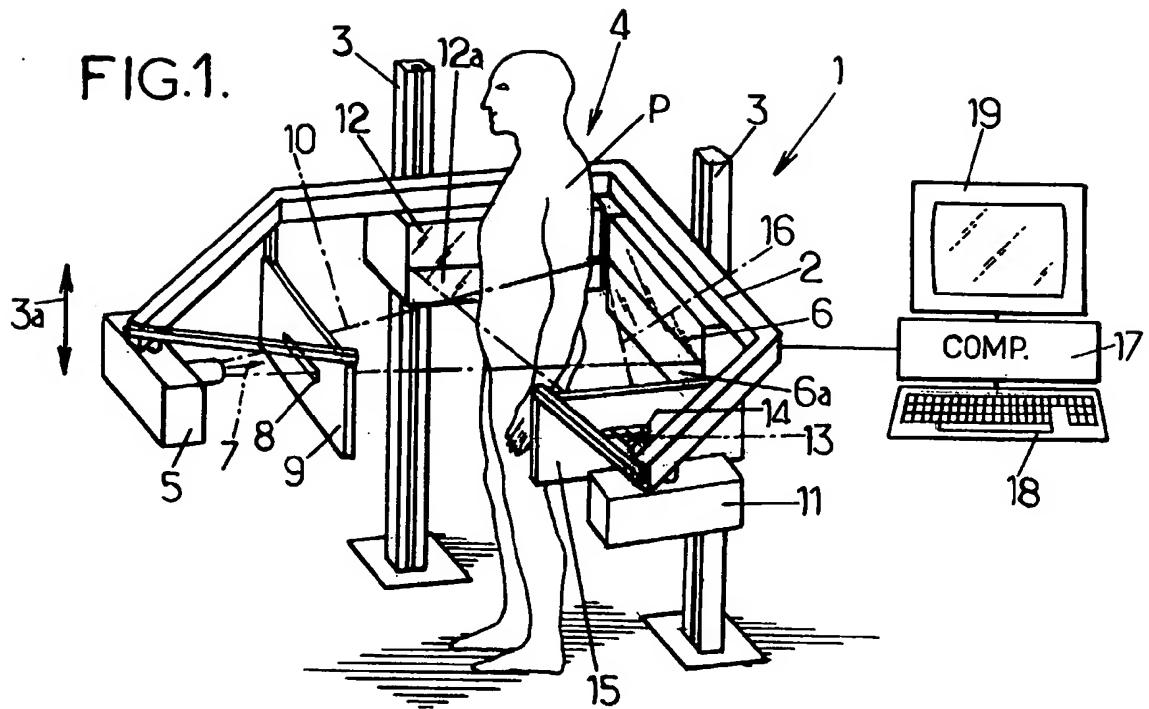


FIG.2.

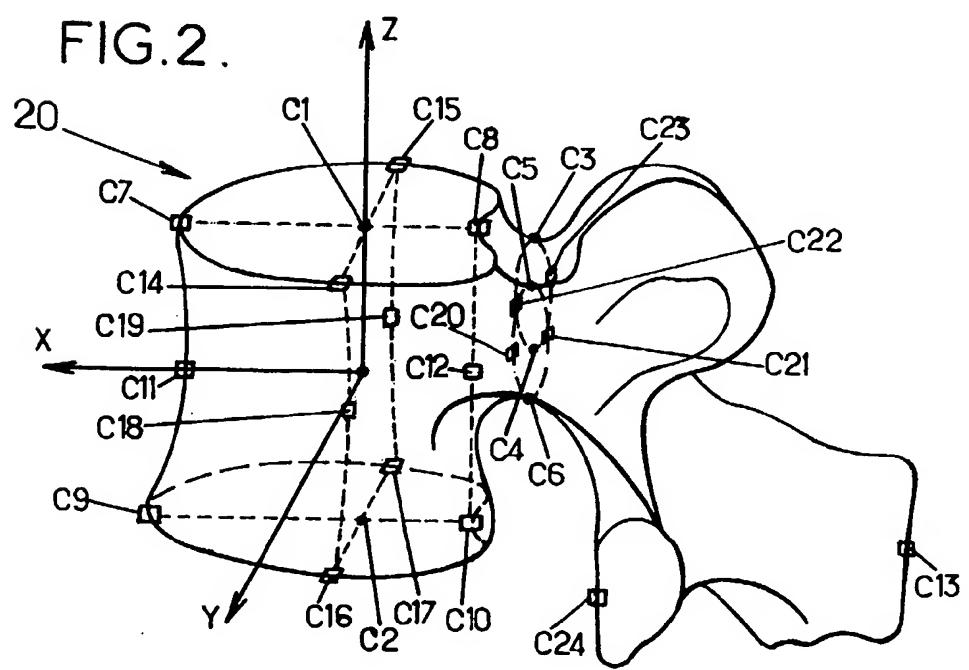
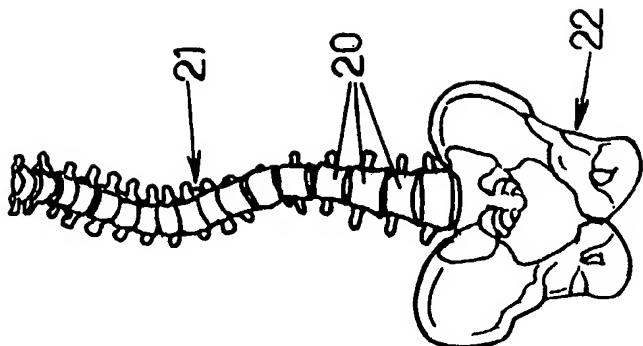


FIG. 5



E 3.

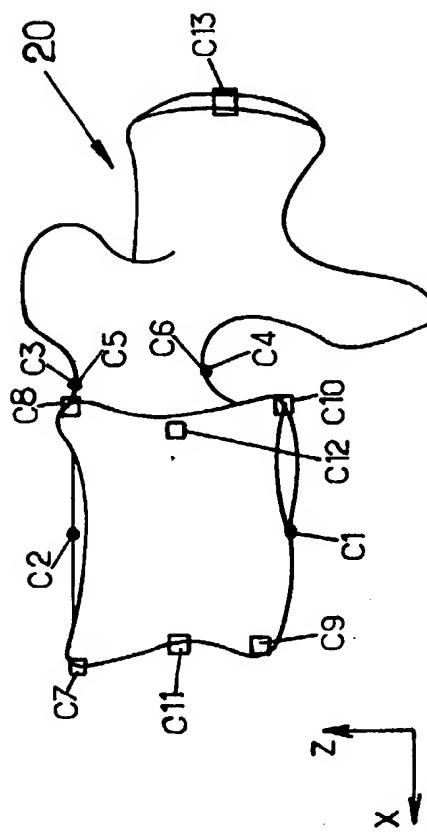
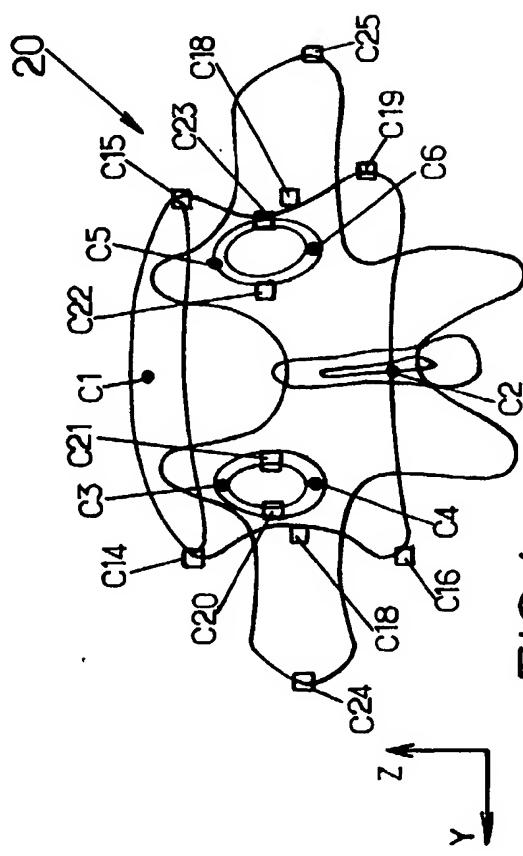


FIG. 4.



2810769

N° d'enregistrement
nationalFA 589718
FR 0008123

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	US 4 053 779 A (MARCELLO BARBIERI) 11 octobre 1977 (1977-10-11) * colonne 9, ligne 24 - colonne 31; figure 5 *	1,11	G06T17/00 A61B6/02
A	HUYNH T N ET AL: "DEVELOPMENT OF A VERTEBRAL ENDPLATE 3-D RECONSTRUCTION TECHNIQUE" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, US, IEEE INC. NEW YORK, vol. 16, no. 5, 1 octobre 1997 (1997-10-01), pages 689-696, XP000722563 ISSN: 0278-0062 * page 689, colonne de droite, ligne 1 - page 690, colonne de gauche, ligne 10 * * page 690, colonne de gauche, ligne 37 - colonne de droite, ligne 3 * ---	1,11	
A,D	D/MITTON ET AL: "3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes" MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING 2000, vol. 38, mars 2000 (2000-03), pages 133-139, XP000913390 * page 134, colonne de gauche, ligne 18 - page 135, colonne de gauche, ligne 15 * ----	1-4, 8-13, 16	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.Cl.7) G06T
1	Date d'achèvement de la recherche 19 février 2001	Examinateur Gerard, E	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant			

International Society of Biomechanics XVIIIth Congress

Orthopaedic Biomechanics & Rehabilitation I

3D reconstruction method using non stereo-corresponding 2D-contours on X-rays: case of the femur

S. Laporte, D. Mitton, A. Gabrion, E. Brugere, J.B. Roy, W. Skalli, Laboratoire de Biomecanique, Service de Chirurgie orthopédique (Paris, Amiens Nord, F)

Introduction: Existing 3D reconstruction methods for spine and pelvis using stereo-radiography are now quite accurate, but they require identification of the projection of specific anatomic points on the image (1). In the case of bone structure like the knee, there are not enough anatomical points to apply these methods. The aim of this study was to develop a 3D reconstruction algorithm based on identifiable non stereo-corresponding 2D-contours on the X-rays. The feasibility of the method was assessed in the specific case of the distal femur.

Methods: Calibration of the X-rays environment and determination of the localization of the X-ray sources is a prerequisite, as well as a rough estimation of the object shape and location. Therefore the gross object is defined using 3D coordinates of N points in the X-rays environment referential.

The method to get the reconstructed object from the gross one can be broken up in 5 steps:

- For each view (V_i) and image (I_i), cones (L_{ij}) are constructed based on each identified 2D-contour (C_{ij}) and on the source X-rays location (S_i).
- From the approximate object location, the N 3D-points are projected on I_i (let P_i be a projected point). Then 3D points are considered as potentially generating a given 2D-contour C_{ij} if the distance from P_i to C_{ij} is lower than a given threshold. Subset of P'_{ij} 3D points are therefore defined for each view.
- From P'_{ij} points subset, we extract P''_{ij} points that correspond to a change of curvature on the 3D object, and therefore really yield a bone 2D-contour C_{ij} on the image.
- Those P''_{ij} points (pertaining to the gross object) are then projected on their associated cones (L_{ij}), yielding 3D-points M''_{ij} that pertain to the reconstructed object.
- Finally, the M''_{ij} 3D points are used as control points to get the N points of the reconstructed object by a kriging technique.

For preliminary evaluation, 3 knees were stereo X-rayed in a calibrated environment (lateral and antero-posterior incidences) at 'CHU Amiens Nord'. One stereo-corresponding and 3 non-stereo-corresponding points were used to get the gross object shape and location, from a generic femur (556 points). The reconstructed objects were then compared with CT-Scan 3D reconstructions of these femurs (1 mm slices).

Results: Feasibility of the method was assessed. Mean error for each distal femur was about 2.5 mm, showing that a realistic 3D model can be obtained even with very few punctual anatomic information.

Discussion: 3D reconstruction of bones is faced with the difficulty of 2D contours which do not correspond in the 2 views, and do not correspond to a predefined anatomic 3D contour. The proposed method allowed to get an acceptable solution. Work is in progress to improve the accuracy and to apply this method to other bones.

1 Mitton et al MBEC Vol38(8) p133-139



US 20050015003A1

(19) United States

(12) Patent Application Publication
Lachner et al.

(10) Pub. No.: US 2005/0015003 A1
(43) Pub. Date: Jan. 20, 2005

(54) METHOD AND DEVICE FOR
DETERMINING A THREE-DIMENSIONAL
FORM OF A BODY FROM
TWO-DIMENSIONAL PROJECTION IMAGES

Related U.S. Application Data

(60) Provisional application No. 60/492,715, filed on Aug. 5, 2003.

(76) Inventors: Rainer Lachner, Poing (DE); Thomas Feilkas, Grafing (DE); Falko Seiffert, Zorneding (DE); Stefan Vilsmeier, Kufstein (DE)

(30) Foreign Application Priority Data
Jul. 15, 2003 (EP) 03 015 607.9

Correspondence Address:

Don W. Bulson
Renner, Otto, Boisselle & Sklar, P.L.L.C.
19th Floor
1621 Euclid Ave.
Cleveland, OH 44115 (US)

Publication Classification

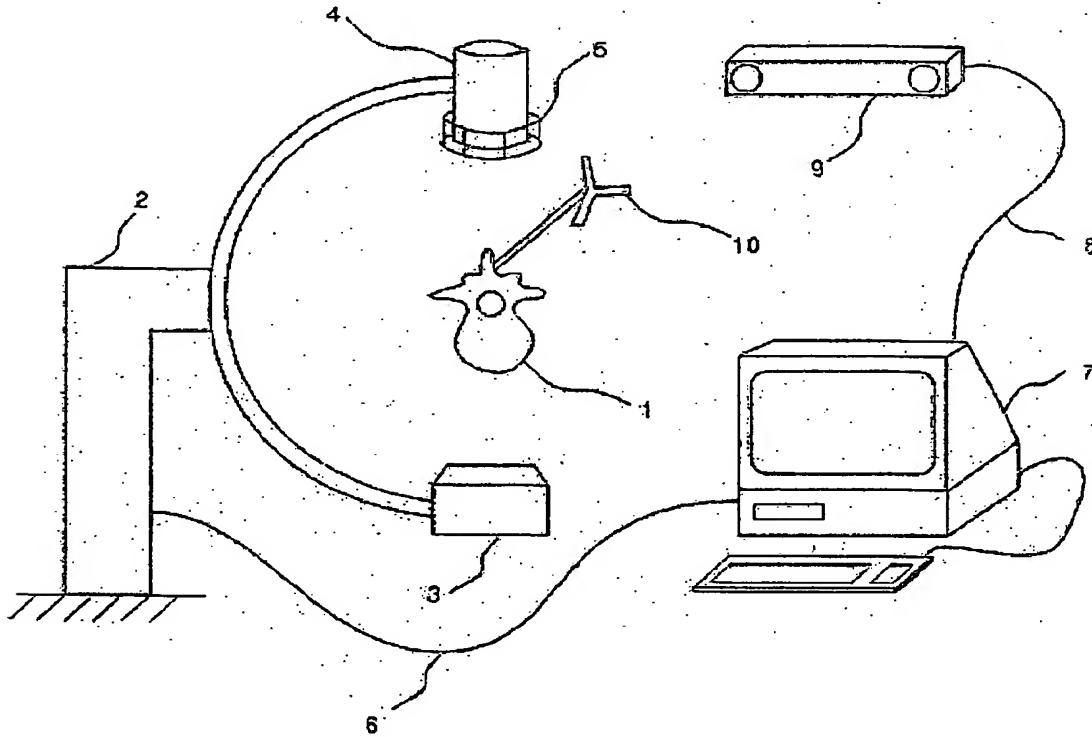
(51) Int. Cl.⁷ A61B 5/05
(52) U.S. Cl. 600/424; 600/425

(57) ABSTRACT

A method for determining a three-dimensional form of a body from two-dimensional projection images includes producing at least one projection image of the body and producing corresponding model projection images from a generic model of the body. The body projection images and the model can be input into a computer-assisted processing unit and the generic model can be adjusted to the body by comparing image contents of the body projection images with the model projections images at a two-dimensional level only. The three-dimensional form of the body can be determined from the adjusted generic model.

(21) Appl. No.: 10/889,774

(22) Filed: Jul. 13, 2004



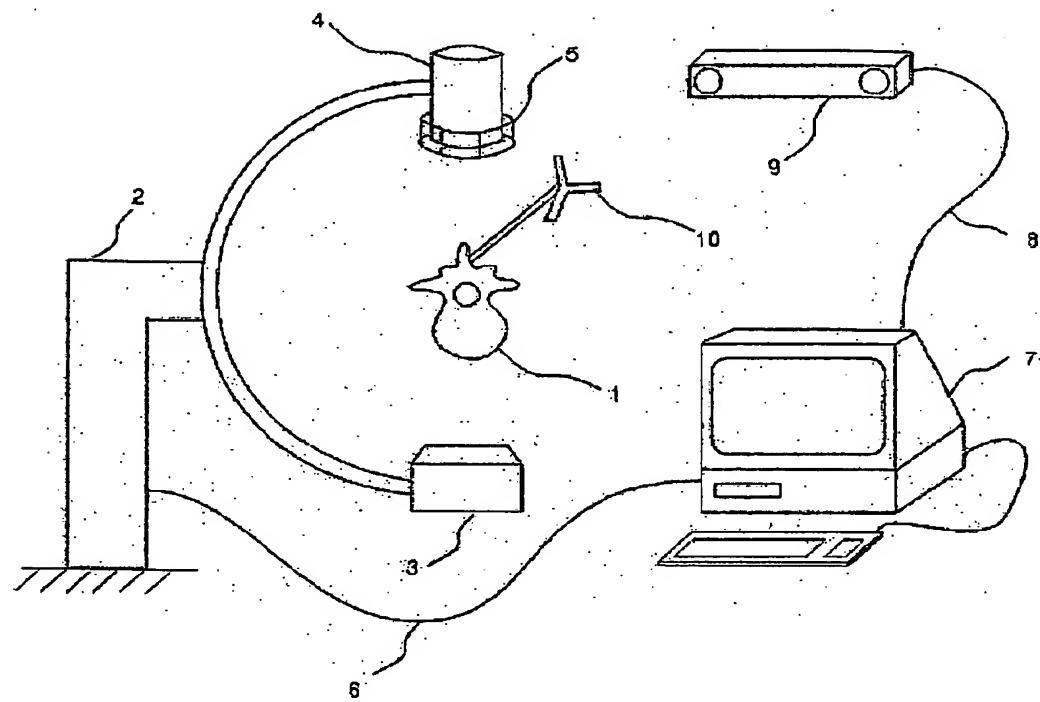


Fig. 1

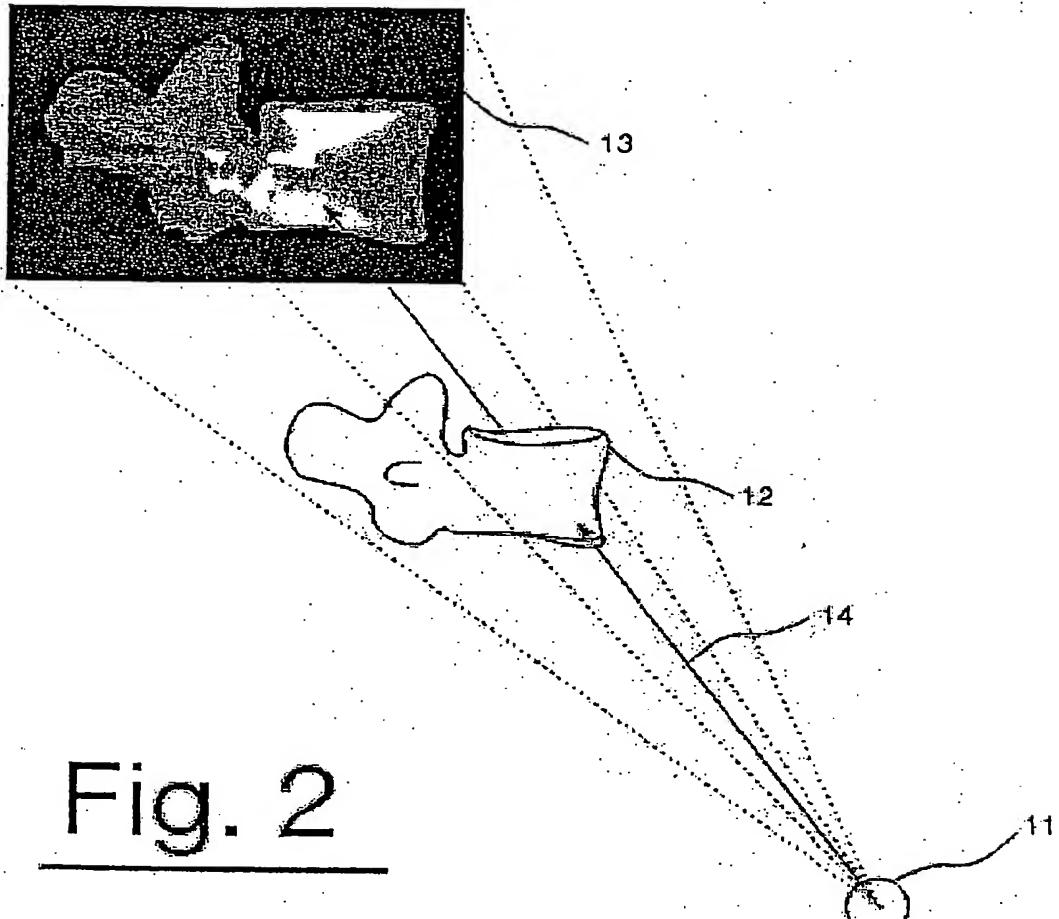


Fig. 2

METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING A THREE-DIMENSIONAL FORM OF A BODY FROM TWO-DIMENSIONAL PROJECTION IMAGES

RELATED APPLICATION DATA

[0001] This application claims priority of U.S. Provisional Application No. 60/492,715, filed on Aug. 5, 2003, which is incorporated herein by reference in its entirety.

FIELD OF THE INVENTION

[0002] The present invention relates generally to the field of image production for anatomical structures in order to visually support medical and/or surgical operations. It finds particular application in conjunction with determining a three-dimensional form of a body or anatomical structure from two-dimensional projection images.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0003] Computer-assisted, stereotactic systems, which operate with the aid of body structure data obtained from tomographic detection systems and with the assistance of x-ray images produced *in situ*, are known, for example, from U.S. Pat. Nos. 4,791,934 and 5,799,055. Supporting an operation using x-ray image recordings is discussed, for example, in U.S. Pat. Nos. 5,967,982, 5,772,594 and 5,784,431.

[0004] Even if accurate medical navigation is provided, the current prior art still operates with the aid of body structure data originating, for example, from tomographic detection systems, such as computer tomography devices or nuclear spin tomography devices. The patient to be treated is thus positionally registered *in situ* with respect to the previously ascertained image data. Operating instruments are then virtually displayed in the same relation to the image data as to the actual patient, in order to make the body structure data or possibly also x-ray image data useful to the surgeon in the operating theater.

[0005] One drawback of such methods, in which tomographic recordings (CT, MR) or x-ray images are produced especially for navigation within the context of a treatment, is the radiation load on the patient. Another drawback is the high cost, since such devices are very expensive both to purchase and to maintain and operate.

[0006] Attempts have been made to develop systems that may be used without body structure data captured separately in advance, for example, on the basis of statistical models of image data sets for body structure. However, such systems lack the required accuracy for the patient to be treated in each case.

[0007] DE 100 37 491 A1 and WO 99/59106 describe methods for providing 3-D information with the aid of fluoro-recordings. The starting point in all the methods is that of producing transillumination recordings of the patient, and/or the desired structure. A localization system is typically used for this, in order to obtain spatial information with the recordings. DE 100 37 491 A1 initially uses two fluoro-images, from which to reconstruct a rough 3-D model. Further recordings from different angles are used to specify the model even more exactly. In accordance with WO 99/59106, at least three fluoro-recordings of the patient are generally made. These can include anterior-posterior, lateral,

and anterior-posterior with the head inclined back. In addition to the transillumination recordings, photographs of the patient are also used. In this prior art method, the model is elaborately adjusted in three-dimensional space.

[0008] A technique is known from WO 01/22368, using which a three-dimensional model is reconstructed using fluoroscopy images. The basis for this is a statistical model of the desired structure and at least one fluoroscopy image. The idea is to first position the model using the back-projected contours of the structure, such as are to be found in the fluoroscopy images. The model is then deformed and the contours of the deformed model are compared with the contours found in the fluoroscopy image. The quality of match is determined by calculating the error in the difference between the model contour and the fluoroscopy image contour. The two steps are repeatedly performed, i.e. the model is positioned and "morphed" until a good match is found.

[0009] One drawback of this method is that the degree of match between the model and the fluoroscopy image data is determined in the three-dimensional space, which includes the model. Such calculations are very complicated and time-consuming, which compromises its practical application. Furthermore, accuracy suffers from the fact that this method only uses a few features of the fluoroscopy images, namely only the contour lines.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0010] In accordance with one aspect of the present invention, the invention is directed to a method for determining a three-dimensional form of an anatomical body from two-dimensional projection images. The method can include producing at least one projection image of the body and producing corresponding model projection images from a generic model of the body. The body projection images and the model projection images from the generic body model can be input into a computer-assisted processing unit and the generic model can be adjusted to the body. The three-dimensional form of the body can be determined from the adjusted generic model.

[0011] In accordance with another aspect of the invention, the invention is directed to a device for determining a three-dimensional form of a body from two-dimensional projection images. The device can include an image forming device, which produces at least one projection image of the body, and a computer-assisted data and/or image processing device, which produces model projection images corresponding to the body projection images from a generic model of the body. The body projection images and the model projection images can be input into the data and/or image processing device using a data transfer means. The data and/or image processing device can include a component for adjusting the generic model to the body, wherein the form and, if necessary, the position of the generic model is adjusted, and wherein the match between the generic model and the body is determined at the two-dimensional level by comparing the image contents of the body projection images with the model projection images. The data and/or image processing device can also include a component for determining the three-dimensional form of the body from the adjusted generic model.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0012] These and further features of the present invention will be apparent with reference to the following description and drawings, wherein:

[0013] FIG. 1 is a schematic representation of a device for determining a three-dimensional form of an anatomical body from two-dimensional projection images in accordance with the invention; and

[0014] FIG. 2 is an exemplary schematic diagram for a digitally reconstructed x-ray image used in conjunction with the present invention.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[0015] In accordance with one aspect of the present invention, the invention is directed to a method for determining a three-dimensional form of an anatomical body or structure from two-dimensional projection images. The method can include producing at least one projection image of the body and producing corresponding model projection images from a generic model of the body. The method can further include producing a generic model of the body and inputting the body projection images and the generic model into a computer-assisted processing unit. The generic model can be adjusted to the body, wherein the form and, if necessary, the position of the generic model can be adjusted. The match between the generic model and the body is only determined at the two-dimensional level, for example, by comparing the image contents of the body projection images with the model projection images. The three-dimensional form of the body is determined from the adjusted generic model.

[0016] The match between the generic model and the body can be assessed at the two-dimensional level. When model projection images, which are two-dimensional in nature, are produced from a generic body model, these can be produced very quickly using appropriate hardware or software. In addition, comparing the model projection images to the likewise two-dimensional body projection images can be optimized for time and calculation efficiency. This can lead to a result far more quickly than with reconstructing and/or comparing matches in three-dimensional space. Furthermore, less expensive hardware can be used.

[0017] The body projection images can be x-ray images. The model projection images can be reconstructed projection images, such as digitally reconstructed x-ray images (digitally reconstructed radiographs=DRRs), which originate from volume or surface data sets for the model. The respective properties and advantages of using volume or surface data sets for the model are explained in even more detail in the following.

[0018] In accordance with one embodiment of the invention, comparing the image contents of the body projection images and the model projection images includes comparing outer contours of the projection images and/or features of the projection images within the outer contours. Comparing the image contents of the body projection images and the model projection images can include comparing depth information in the projection images. By using the image contents listed above when adjusting the generic model, it is possible to achieve a better match with the actual body and/or actual anatomical structure. The features in the in-

terior of the contour and/or the depth information contain additional criteria. The invention recognizes that projection images provide, not only data in one incision plane, such as, for example contour data, but also comprise additional information on the "depth," which can be used to optimize adjusting the generic model. Nonetheless, the image contents can be adjusted and compared at the two-dimensional level, which, in practice, allows a far quicker solution.

[0019] In accordance with one embodiment of the invention, the projection parameters of the body projection images are determined when producing the body projection images. This can be accomplished by means of a tracking system for the body and a recording device for the body projection images in order to produce the corresponding model projection images. Such tracking systems or navigation systems can be (optically based) patient and device tracking systems, such as are understood by skilled artisans.

[0020] In accordance with one embodiment, the generic model can be adjusted by way of statistical deformation. It can also be adjusted at least partially interactively with the aid of user inputs, wherein a free-form deformation model is used.

[0021] For producing corresponding model projection images, a generic surface data set model can be used, whose data can then be used when adjusting the model. Alternatively, a generic volume data set model can be used. Also, surface data set models and volume data set models can be used as alternatives or together without departing from the scope of the present invention.

[0022] According to another aspect of the invention, the invention is directed to a device for determining a three-dimensional form of an anatomical body from two-dimensional projection images. The device can include an image forming device and a computer-assisted data and/or image processing device, wherein the computer-assisted data and/or image processing device can include components, such as hardware or software components, which perform one or more steps of the method described above.

[0023] FIG. 1 shows a schematic representation of a device for determining a three-dimensional form of an anatomical body or structure from two-dimensional projection images.

[0024] In one embodiment, a (digital) x-ray recording can be taken of an actual body structure, for example, a vertebra 1. A reference element 10 can be situated on the vertebra 1, using which the spatial position of the vertebra 1 can be detected by a tracking system and/or a medical navigation system. Such a navigation or tracking system is described more fully in co-owned U.S. Pat. No. 6,351,659, which is incorporated herein by reference in its entirety. The tracking system is schematically shown by a camera array 9 connected to a data or image processing device 7 via a data line 8. The data or image processing device 7 is schematically shown here as a computer. A mobile or stationary image forming device, such as a C-arc x-ray device, is indicated by the reference numeral 2. The mobile or stationary image forming device 2 can include a radiation source 3 and, at the other end of the C-arc, an image intensifier 4, which likewise bears a reference element 5, which adds positional information to the recorded images. The image data can be transmitted to the computer 7 via the data line 6.

[0025] The computer 7 can include, among other things, image processing hardware/software, a CPU and data memories and a screen output. The computer 7 can also store the data of the generic model, which is to be adjusted by means of the x-ray images produced by the x-ray device 2, in order to determine the three-dimensional form of the vertebra 1.

[0026] For determining the three-dimensional form of a body structure in this way, digitally reconstructed x-ray images can be produced, which correspond to the x-ray images produced by the x-ray device 2. The navigation and/or tracking system can ensure that the x-ray images of the vertebra 1 exhibit the same projection parameters (for example, location of the radiation source, location of the image intensifier, radiation parameters) as the digitally reconstructed x-ray images (DRRs). FIG. 2 schematically shows such a DRR being produced. Irradiating the vertebra 12 from the generic model is simulated in the computer by means of a virtual radiation source 11. The model can be a surface model or a volume model. Using the radiation path, shown as dotted lines, a digitally reconstructed x-ray image 13 can be created. The reference numeral 14 indicates a sample beam, which passes through the model. Using such a beam and/or using the sum of such beams, depth information in the DRR as well as information on features within the contours of the model can also be obtained.

[0027] In accordance with one embodiment of the invention, a three-dimensional form can be predicted and/or determined from the information of a plurality of two-dimensional projection images, for example, from at least one fluoroscopy image. In this way, a "model" of the observed form or structure (for example, a femur or a vertebra) is generated. This model can include statistical knowledge on variations in the form in a cross-section through a number of samples. However, this is not absolutely necessary. The form can be represented either by a surface data set or, if more exact details of the inner structure are also important, by a volume data set, or by a combination of both. In any event, a "generic form" of the structure of interest is provided.

[0028] Changes to the form then can be coded in, for example, by (changing) a few form parameters. These form parameters can be, for example, the types of variation of a dot distribution model. They can also be node positions of free-form deformation boxes, which include the form.

[0029] Furthermore, the images are at least roughly calibrated. The projection parameters have to be known partially or entirely. This is enabled using image data, which may be determined in its spatial position via an image tracking system.

[0030] Once the body projection images have been produced and it has been possible to obtain corresponding model projection images from the generic model, the generic model is moved to a suitable starting position, whereupon the body projection images (e.g., fluoroscopic images) are compared with the model projection images (e.g., DRRs) rendered from the generic model. The position of the model is, if necessary, corrected (i.e., the DRRs and the fluoroscopy images are assimilated to each other by rotating and shifting). A further step includes correcting the model form, wherein the DRRs and the fluoroscopy images are further assimilated to each other by changing one or

more of the form parameters. The DRRs can be generated either software-based or hardware-based, if the generic model consists of a volume data set. If the model consists of a surface data set, then a DRR-like image can quickly be rendered, wherein the surface models are rendered as DRR images on standard graphic hardware.

[0031] The position and form can be corrected for the model either manually or automatically. Furthermore, they can be corrected either in sequence, in succession or in combination (simultaneously).

[0032] One aspect of the invention also allows switching between surface model processing and volume model processing at any time during processing. For example, the first part of adjusting could be performed using the quicker surface model. Once a sufficient accuracy has been achieved, the result can be improved using the volume data. If an interactive mode is desired, the surface model would arguably be the better choice, and the resultant deformation can then be applied to the volume data.

[0033] Deforming a statistical model purely intuitively is difficult to perform. To overcome this problem, an approach can be chosen in which a free-form deformation is used, in order to deform the model interactively or automatically. This deformation can be converted into statistical deformation information, which allows switching between statistically-based deformation and a free-form deformation at any time. One advantage here is that the user could prepare an initial deformation using intuitive free-form deformations, and the initial deformation can then be used as a starting point for statistical, automatic adjusting. Means can also be provided to improve the results of the automatic adjustment method, subsequently or at any time in the adjustment process.

[0034] DRRs generated from the model are used and compared to fluoroscopy images. This results in better adjusting, since the depth information in the fluoroscopy images can also be used. If this additional information is ignored, more images may be needed, since the contours alone do not necessarily provide enough information (depending on the angle of the fluoroscopy images and the structure in question).

[0035] The model can be assimilated to the fluoroscopy images automatically. This includes "morphing" the model and correctly positioning it. Landmarks can be detected or manually positioned, and the resulting model can be subjected to fine-tuning by using automatic registering and a morphing algorithm. It is also possible to only use DRR-fluoroscopy assimilation, in order to morph and position the model without the user intervening.

[0036] There are DRR reconstruction methods that use a tetrahedron approach in order to model the volume data. The individual tetrahedrons are used to represent the various types of bone structures. The idea is to reduce the quantity of data necessary to display the volume while still providing the same information. This idea can also be implemented in accordance with the invention.

[0037] Otherwise, the different bone densities can be approximated in the surface model, using different layers. One advantage of this is that everything can be morphed and rendered using conventional graphics cards, without special processing requirements. The additional layers, needed to

make the surface model more exact, can be automatically generated by segmenting additional iso-surfaces or also by scaling the model.

[0038] The methodology described herein enables the form to be determined in accordance with practice, with a reasonable input of time and calculating, and provides a better adjusted model than has hitherto been possible.

[0039] It is to be appreciated that the method and the device described herein can include any of the features described therein, individually or in any combination.

[0040] Although the invention has been shown and described with respect to a certain preferred embodiment or embodiments, it is obvious that equivalent alterations and modifications will occur to others skilled in the art upon the reading and understanding of this specification and the annexed drawings. In particular regard to the various functions performed by the above described elements (components, assemblies, devices, systems, compositions, etc.), the terms (including a reference to a "means") used to describe such elements are intended to correspond, unless otherwise indicated, to any element which performs the specified function of the described element (i.e., that is functionally equivalent), even though not structurally equivalent to the disclosed structure which performs the function in the herein illustrated exemplary embodiment or embodiments of the invention. In addition, while a particular feature of the invention may have been described above with respect to only one or more of several illustrated embodiments, such feature may be combined with one or more other features of the other embodiments, as may be desired and advantageous for any given or particular application.

What is claimed is:

1. A method for determining a three-dimensional form of an anatomical body from two-dimensional projection images, said method comprising:

- producing at least one projection image of the body;
- producing corresponding model projection images from a generic model of the body;
- inputting the body projection images and the model projection images from the generic body model into a computer-assisted processing unit;
- adjusting the generic model to the body; and
- determining the three-dimensional form of the body from the adjusted generic model.

2. The method as set forth in claim 1, wherein adjusting the generic model to the body includes adjusting at least one of (i) the form and (ii) the position of the generic model.

3. The method as set forth in claim 1, wherein adjusting the generic model to the body includes comparing image contents of the body projection images with the model projection images.

4. The method as set forth in claim 3, wherein comparing image contents of the body projection images with the model projection images is determined at only a two-dimensional level.

5. The method as set forth in claim 1, wherein the body projection images are x-ray images.

6. The method as set forth in claim 5, wherein the model projection images are digitally reconstructed x-ray images which originate from volume or surface data sets for the model.

7. The method as set forth in claim 3, wherein comparing the image contents of the body projection images and the model projection images includes comparing at least one of (i) outer contours of the projection images and (ii) features of the projection images within the outer contours.

8. The method as set forth in claim 3, wherein comparing the image contents of the body projection images and the model projection images includes comparing depth information in the projection images.

9. The method as set forth in claim 1, wherein producing the model projection images includes determining projection parameters of the body projection images while producing the body projection images.

10. The method as set forth in claim 9, wherein the projection parameters are determined using a tracking system for the body and a recording device for the body projection images.

11. The method as set forth in claim 1, wherein the generic model is automatically adjusted by way of statistical deformation.

12. The method as set forth in claim 1, wherein the generic model is adjusted at least partially interactively with the aid of user inputs, wherein a free-form deformation model is used.

13. The method as set forth in claim 1, wherein a generic surface data set model is used for producing corresponding model projection images, data from the generic surface data set model being used when adjusting the model.

14. The method as set forth in claim 1, wherein a generic volume data set model is used for producing corresponding model projection images, data from the generic volume data set model being used when adjusting the model.

15. The method as set forth in claim 1, wherein a generic volume data set model and a generic surface data set model are used together or alternatively for producing corresponding model projection images, data from the generic volume data set model and the generic surface data set model being used when adjusting the model.

16. A device for determining a three-dimensional form of a body from two-dimensional projection images, said device comprising:

an image forming device which produces at least one projection image of the body; and

a computer-assisted data and/or image processing device which produces model projection images corresponding to the body projection images from a generic model of the body, wherein the body projection images and the model projection images are inputted into the data and/or image processing device using a data transfer means, said data and/or image processing device including:

a component for adjusting the generic model to the body, wherein the form and, if necessary, the position of the generic model is adjusted, and wherein the match between the generic model and the body is determined at the two-dimensional level by comparing the image contents of the body projection images with the model projection images; and

a component for determining the three-dimensional form of the body from the adjusted generic model.

17. The device as set forth in claim 16, wherein the image forming device is a digital x-ray device.

* * * * *